

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA ACADEMICA PROFESIONAL DE INGENIERIA MECATRÓNICA



INFORME FINAL DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

“DISEÑO DE UN EXOSQUELETO DE EXTREMIDADES SUPERIORES PARA LA REHABILITACIÓN ASISTIDA EN PACIENTES CON GRADO DE DISCAPACIDAD MOTRIZ MODERADA”

PRESENTADO POR:

CABRERA GAMA, KEVIN STEFANO.

QUEZADA ECHENIQUE, JEAN PIERRE.

LIMA-PERÚ

2022

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	3
INTRODUCCIÓN	4
1. PLANTEAMIENTO DE LA REALIDAD PROBLEMÁTICA	5
2. MARCO TEÓRICO.....	5
2.1. ANTROPOMETRÍA.....	5
2.1.1. Planos de Movimiento del Cuerpo Humano.....	6
2.1.2. Biomecánica funcional del Brazo.....	6
2.1.3. Movimiento del Codo.....	6
2.1.4. Movimiento de la Muñeca	7
2.1.5. Movimiento del Hombro	7
2.2. MECÁNICA ROTULAR DEL EXOESQUELETO	8
2.2.1. Sistemas de Control.....	8
2.2.2. Modelo Cinemático	9
2.3. SENSORES & ACTUADORES.....	11
2.3.1. Motor EC-TIPO FLAT	11
2.3.2. Controlador ESCON 50/8 HE4Q.....	11
2.3.3. Moto reductores HFUC-XX-100-2UH.....	12
2.3.4. Tarjeta STM32F103C8T6	12
2.3.5. Sensores de Presión FSR.....	12
2.3.6. Convertidor de Voltaje DC-DC Step-Up	13
2.4. ESTADO DEL ARTE	13
2.4.1. Stuttgart Exo-JackeEt.....	13
2.4.2. MAX (Modular Agile Exoskeleton).....	14
2.4.3. Harmony Exoskeleton	14
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	15
ANEXOS.....	16

RESUMEN

El dispositivo de rehabilitación del presente trabajo es un exoesqueleto modelado en 3D y el cual busca brindar una opción más liviana, compacta, fácil de transportar y de menor costo. El dispositivo es controlado por un sistema electrónico gestionado por la interfaz de usuario desarrollado con Python, el cual permite enviar órdenes de movimientos al exoesqueleto para realizar los movimientos de rehabilitación asistida requeridos por el paciente.

El prototipo cumple la función de guardado de movimiento (función pasiva), para lo cual cuenta en el sistema electrónico con un banco de memoria programables por el especialista de una forma sencilla, el fisioterapeuta realiza el movimiento con el dispositivo una vez y el exoesqueleto lo repite como un movimiento de rutina en su memoria.

Este artículo tuvo en cuenta diferentes variables antropométricas en la morfología del hombro y codo en humanos; además de los movimientos articulares del hombro: abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación, para una ergonomía adecuada en la colocación del dispositivo con el paciente

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de la tecnología en el área de la robótica aplicada a la medicina permite brindar alternativas de solución en la prevención, promoción, recuperación y rehabilitación con alguna discapacidad motriz; según las encuestas nacionales, el 5,2% de los 1 575 402 de peruanos, presentan alguna discapacidad o limitación física/mental; de los cuales quienes presentan la necesidad de rehabilitación en extremidades superiores son de 54,2% para adultos mayores y 47,3% para personas de entre 15 a 17 años. (Instituto Nacional de Estadística e Informática, 2014). Es por lo anteriormente mencionado que en el presente estudio abordaremos el diseño y análisis cinemático de un exoesqueleto de tipo serial para rehabilitación asistida en pacientes con disminución de la capacidad motora en miembros superiores, con un sistema de control simple de gestionar, además de un diseño atractivo y liviano que le permitiera ser portátil, característica que lo desliga de otros modelos de robots en rehabilitación que no poseen.



Figura 1. Exoesqueleto 3D para rehabilitación en extremidad superior.

En el diseño se requerirá considerar parámetros antropométricos para la correcta aplicación y funcionamiento del exoesqueleto simulado, datos recopilados de personas con una edad promedio entre 19 a 24 años reportado por (Montenegro-Meza, M., Lugo Villeda, M., Nuñez Nalda, J., Gonzalez Trigueros, R., & Zaldivar Colado, U. (2013). La extremidad superior también requiere de las dimensiones (mm) en el alcance del brazo frontal y lateral.

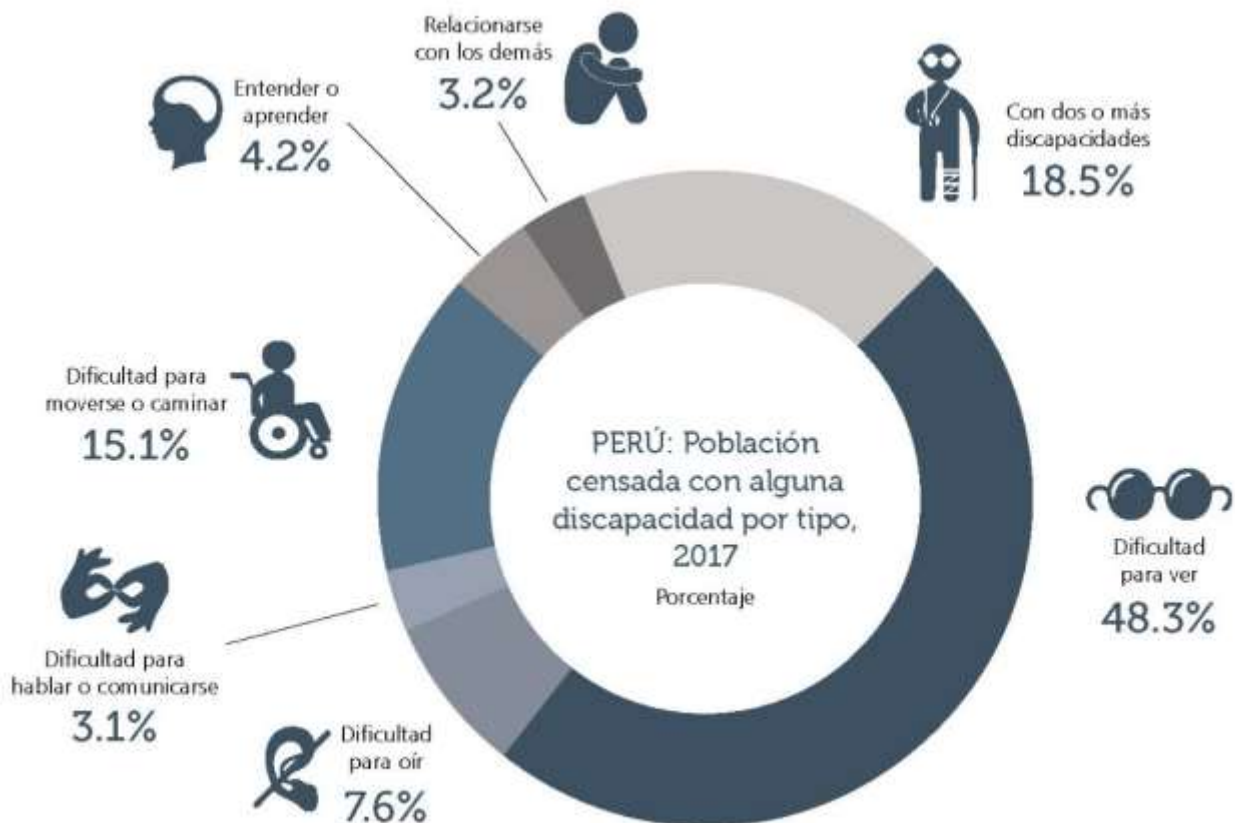
Tabla 1 Longitudes de miembros superiores de la población peruana [8].

Dimensiones	Mínimo (cm)	Máximo (cm)	Diferencia (cm)
Longitud del brazo	24.3	55.67	31.37
Longitud del antebrazo	19.63	42.50	22.87

El modelo del exoesqueleto desarrollado busca generar una nueva alternativa médica en el área de exoesqueletos para la rehabilitación del tipo asistida en pacientes con limitaciones motrices moderadas; brindando un equipo de bajo costo, liviano y de fácil manejo.

1. PLANTEAMIENTO DE LA REALIDAD PROBLEMÁTICA

En el año 2017, el INEI (Instituto Nacional de Estadística e informática) realizó una encuesta a nivel nacional especializada en discapacidad, de la cual se determinó que el 5.2% de la población peruana (1 575 402 personas) padecen de algún tipo de discapacidad o limitación física y/o mental; además de un gran rango siendo de limitaciones motrices en las extremidades superiores.



FUENTE: INEI - Censos Nacionales 2017: XII de Población y VII de Vivienda

Figura 2. Porcentaje de Peruanos con discapacidades por tipo, 2017.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. ANTROPOMETRÍA

La antropometría es la ciencia que se estudia las medidas de las diferentes partes del cuerpo humano, con el objetivo de darle valor a los cambios físicos del ser humano y encontrar diferencias entre diversas poblaciones. De acuerdo con (Ávila, 2017), muestra las medidas antropométricas de la población latinoamericana; siendo similar a la peruana, es que se toma como referencia una población de hombres y mujeres entre 18 y 65 años de la ciudad de México, siendo la población total del estudio de 8,228 personas; y las cuales están representadas en la figura2.

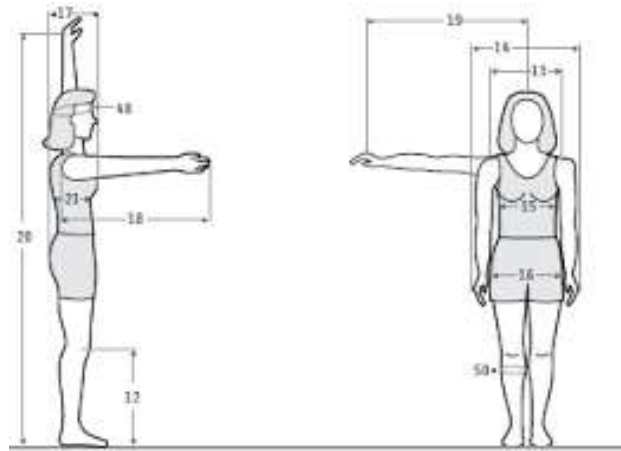


Figura 3. Dimensiones antropométricas del ser humano [Ávila, 2007].

2.1.1. Planos de Movimiento del Cuerpo Humano

El movimiento del cuerpo humano se detalla en tres planos de referencia (Figura3), los cuales se detallan a continuación:

- Plano Frontal: Este plano divide el cuerpo humano en una parte anterior y posterior.
- Plano Sagital: La división realizada en este plano es en los lados izquierdo y derecho.
- Plano Transversal: Es aquel que divide al ser humano en una mitad superior y otra inferior.

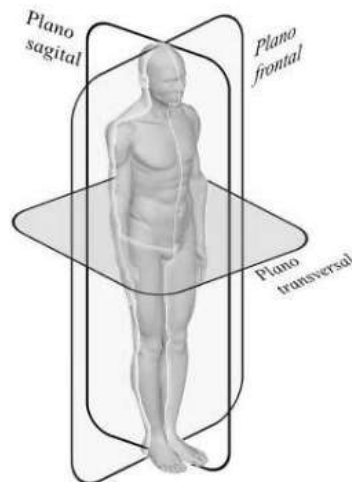


Figura 4. Planos de referencia del cuerpo Humano.

2.1.2. Biomecánica funcional del Brazo

La biomecánica del brazo, se puede separar en tres secciones el movimiento. El primero, el hombro está formado por la unión de 3 huesos, la escápula, la clavícula y el húmero; además está formado por dos grupos de articulaciones, articulaciones, escapulo humeral y la articulación escapulo torácica, la articulación acromio clavicular y la articulación externo clavicular. Siendo estas articulaciones responsables de los movimientos de flexión-extensión, rotacionales medial y lateral, aducción-abducción y circunducción.

2.1.3. Movimiento del Codo

La biomecánica aplicada al codo, en el cual se unen el húmero, el radio y el cúbito. Se encuentran las articulaciones humero radial, humero cubital y radio cubital superior. Dichas articulaciones permiten el movimiento de flexión-extensión y el de pronación-supinación.

2.1.4. Movimiento de la Muñeca

La biomecánica de la muñeca, está unida por el cúbito y el radio al carpo. Comprende las articulaciones radio carpiana, externa de la cámara distal. El cual genera los movimientos de flexión-extensión y desviaciones cubital (abducción) y radial (abducción).

2.1.5. Movimiento del Hombro

Los movimientos del hombro parten por el de flexión-extensión (Figura 7), el cual se realiza en el plano sagital y tomando como referencia a un eje transversal que va desde la cabeza hasta los pies. La flexión es el movimiento de elevar el brazo en dirección a la cabeza, este movimiento tiene un rango de 0-180°, el cual se considera de una gran amplitud. En el caso de la extensión, este movimiento consiste en llevar el brazo hacia detrás del cuerpo, se efectúa con una amplitud de 0-50°.

El segundo movimiento que ejecuta es el de abducción-aducción. La aducción es un movimiento que al ser visto desde una posición Anatómica no es plausible si es que este movimiento se asocia con un movimiento de extensión o flexión. El rango de movilidad que alcanza este movimiento acompañado de la flexión de 30-45°.

Finalmente, el tercer movimiento es el de rotación lateral y rotación media; la cual se ejecuta en el plano transversal. El movimiento de rotación lateral consiste en realizar un movimiento el cual consiste el alejar el brazo del cuerpo, este movimiento tiene una amplitud de 80%, aunque desde un punto funcional con el rango de 0-30°.

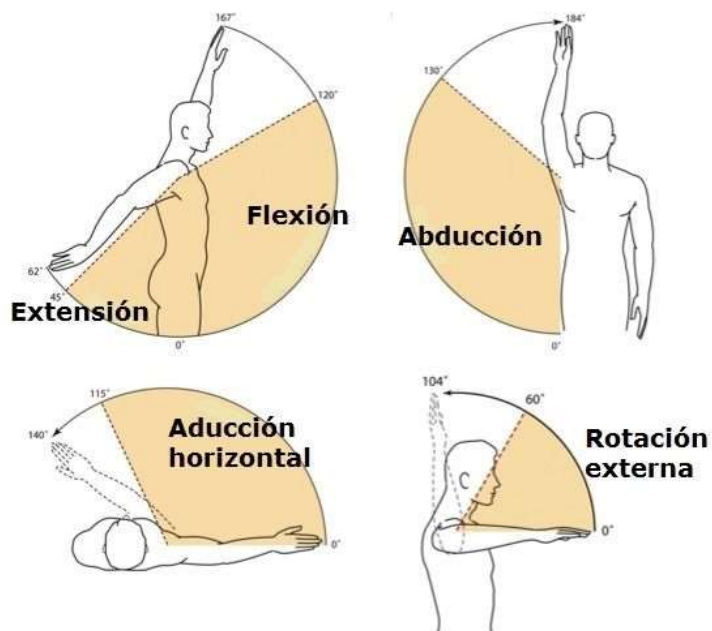


Figura 5. Movimientos antropométricos del Hombro.

2.2. MECÁNICA ROTULAR DEL EXOESQUELETO

En el presente trabajo se desarrolló un exoesqueleto para rehabilitación del tipo asistido en miembros superiores, teniendo en cuenta la antropometría humana, así como la biomecánica involucrada en los movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación para el codo. (Vecino Torres, R, Durán López, Domínguez Morales, 2022; Avila Chauranu, R., Prado Leon, L., & Gonzalez Muñoz, 1999). En el desarrollo de éstas, se requirió atender las necesidades de los pacientes con dificultades motoras superiores; por lo cual se consideró los movimientos biomecánicos [3,4] con los que se pudo determinar la necesidad de combinar pares cinemáticos rotacionales.

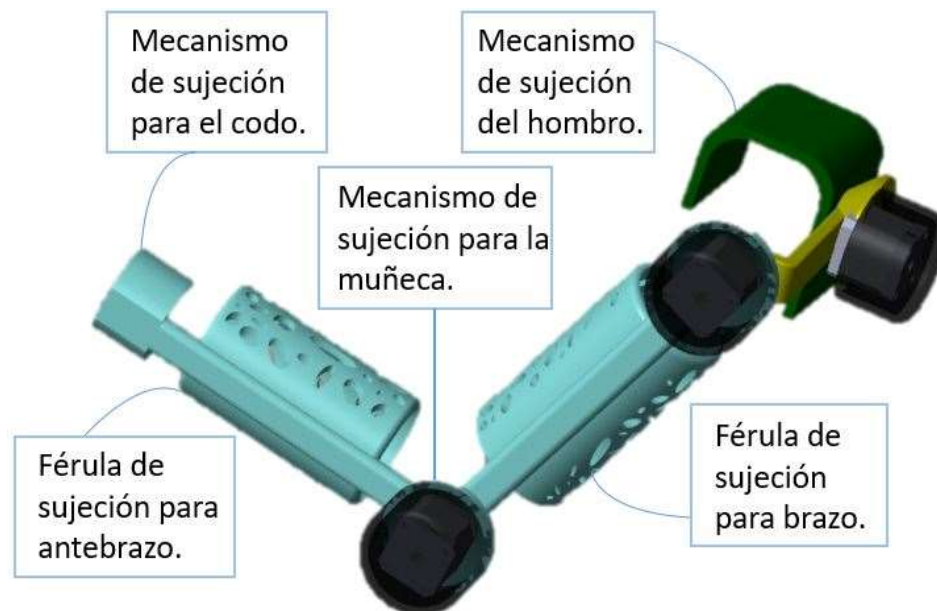


Figura 6. Estructura mecánica del exoesqueleto.

2.2.1. Sistemas de Control

En el control del exoesqueleto, se requiere diversos sistemas; en los cuales deben aplicarse correctamente los algoritmos de control de movimiento para cada actuador, sensor y fuerzas en el diseño; por lo cual, mediante el software Solidworks, se aplicó un enmallado de cálculo de elemento finito sobre toda la superficie; y determinando una condición de frontera en la geometría fija de los dos eslabones, los cuales resisten una fuerza simulada de 64.74N de acuerdo a lo reportado en que es aplicada a los largo de las secciones de estudio, en función dinámica del cuerpo. (Ciaffaroni Castro, D., Cucco, A., Dellatorre, L., Mazzone, J., & Bazán, N, 2011) y realizándose diferentes simulaciones del comportamiento mecánico del brazo con el fin de obtener los torques máximos necesarios para mover cada articulación de los valores obtenidos de (Peña Rivera, J. M. Diseño de los miembros superiores de un exoesqueleto de cuerpo completo para incrementar la capacidad de carga de la persona., 2021); y empleando una velocidad máxima para el giro de cada articulación de 25% para ser capaz de levantar parcialmente el miembro superior de aproximadamente 58 Kg. (INEI, 2014).

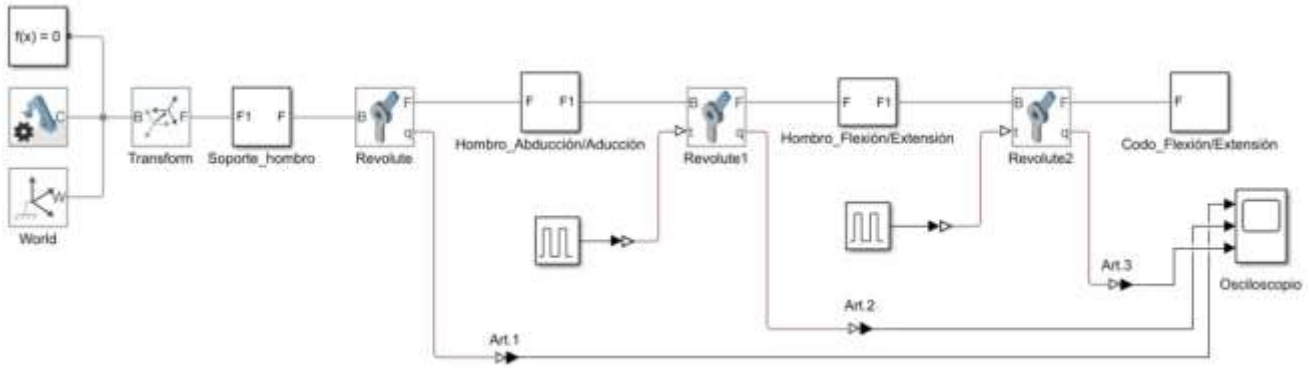


Figura 7. Programación de bloques de cadena abierta.

2.2.2. Modelo Cinemático

Para el cálculo cinemático del exoesqueleto, se calculó mediante Denavit-Hartenberg, desarrollando la cinemática directa; para el cual se requirió calcular la posición y orientación del extremo operativo del exoesqueleto, debido a lo cual se definió la base u origen de eslabón sobre el omóplato del paciente, el cual permite un movimiento de abducción y aducción del hombro. A continuación se presenta en la Figura 6 los parámetros correspondientes al desarrollo del método Denavit-Hartenberg. Asimismo como las articulaciones con sus correspondientes ángulos de giro, siendo el actuador q_1 y q_2 para los movimientos antropométricos del hombro, el actuador q_3 y q_4 para el codo y hombro respectivamente; además éste último se manifiesta como eslabón final del sistema abierto. El diseño completo se encuentra manifestado en la Tabla 8.

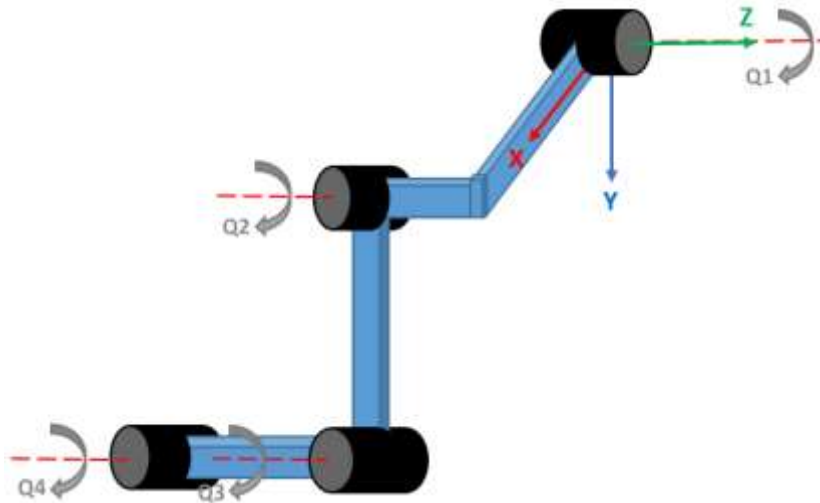


Figura 8. Articulaciones del Exoesqueleto.

Tabla 1 Parámetros D-H.

Articulación	Movimiento	Número de Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
Hombro	Abducción y aducción	1	q_1	0	11	-90°
	Rotación y extensión	2	$q_2 + 90^\circ$	d_1	12	0
Codo	Flexión y extensión	3	$q_3 + 90^\circ$	0	13	0
Muñeca	Flexión y extensible	4	q_4	12	0	0

De acuerdo al método de Denavit-Hartenberg, proveniente de la rotación del eje 'z', seguido de una traslación en el mismo eje y seguido del eje 'x'; dicha ecuación es la siguiente:

$${}^{i-1}_i A_i \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\cos(\alpha_i) * \sin(\theta_i) & \sin(\theta_i) * \sin(\theta_i) & a_i * \cos(\theta_i) \\ \sin(\theta_i) & \cos(\alpha_i) * \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) * \cos(\theta_i) & a_i * \sin(\theta_i) \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

A continuación, se procede a reemplazar los parámetros DH en la matriz expresada para obtener las siguientes ecuaciones de transformación del desacoplo cinemático (Ecuaciones 3.1 a 3.6); las cuales inician con el actuador del hombro como la base del sistema de lazo abierto, para el movimiento de abducción – aducción.

$${}^0_1 A_1 \begin{bmatrix} \cos(q_1) & 0 & -\sin(q_1) & l_1 * \cos(q_1) \\ \sin(q_1) & 0 & \cos(q_1) & l_1 * \sin(q_1) \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$${}^{\frac{1}{2}}_2 A_2 \begin{bmatrix} -\sin(q_2) & 0 & \cos(q_2) & -l_2 * \sin(q_2) \\ \cos(q_2) & 0 & \sin(q_2) & l_2 * \cos(q_2) \\ 0 & 1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$${}^{\frac{2}{3}}_3 A_3 \begin{bmatrix} \sin(q_3) & \cos(q_3) & 0 & l_3 * \sin(q_3) \\ -\cos(q_3) & \sin(q_3) & 0 & -l_3 * \sin(q_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$${}^{\frac{3}{4}}_4 A_4 \begin{bmatrix} -\sin(q_4) & -\cos(q_4) & 0 & -l_4 * \sin(q_4) \\ \cos(q_4) & -\sin(q_4) & 0 & l_4 * \cos(q_4) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Relacionando las matrices expresadas del desacoplo cinemático para conocer la posición y orientación del extremo operativo del robot con respecto a su base.

$$T = {}^0_1 A * {}^{\frac{1}{2}}_2 A * {}^{\frac{2}{3}}_3 A * {}^{\frac{3}{4}}_4 A \quad (3.5)$$

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12}T_{13} & T_{14} \\ T_{21} & T_{22}T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32}T_{33} & T_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

La ecuación 3.6 (matriz T) representa las ecuaciones cinemáticas que relacionan la base del exoesqueleto entre actuador de abducción-aducción del hombro, con el extremo operativo del actuador de la muñeca.

2.3. SENSORES & ACTUADORES

En las siguientes líneas se presenta la selección de cada componente mecánico y electrónico a emplear en el exoesqueleto simulado.

2.3.1. Motor EC-TIPO FLAT

En el proceso de rehabilitación, el peso de la extremidad debe ser levantada por el exoesqueleto, motivo por lo cual el motor debe tener un torque elevado para así mediante las cajas reductoras, obtener el torque necesario para ejecutar el movimiento. Es por esto que el motor para las cuatro articulaciones son motores EC de tipo Flat de la empresa Maxon, los cuales ofrecen una velocidad de 2080rpm y hasta 1.61Nm (Figura 9). Estos motores ofrecen un diseño compacto, tamaño reducido en comparación a otros de las mismas características y un torque de hasta 1.61Nm, el cual es el de mayor valor en esta gama de motores.



Figura 9. Motor EC-TIPO FLAT.

2.3.2. Controlador ESCON 50/8 HE4Q

El controlador de cada motor es seleccionado del mismo fabricante de los motores, debido a que los motores requieren de un sistema de control y alimentación que solo el fabricante otorga. El controlador es el ESCON Module 50/8 HE 4Q (Figura 10), el cual permite controlar motores de potencia por encima de 400W, con salida de corriente de hasta 15A y un voltaje de entrada variable entre 10 y 50VDC. Este driver posee conexión directa entre el motor seleccionado. Para la programación del controlador, el fabricante ofrece el software ESCON Setup, el cual permite mediante conexión USB a una computadora poder configurar y programar las entradas y salidas del controlador.



Figura 10. Controlador ESCON 50/8 HE4Q.

2.3.3. Moto reductores HFUC-XX-100-2UH

Con los motores seleccionados, se procede a la selección de las cajas reductoras que permitan alcanzar el torque que se deberá compensar en las articulaciones. Dichas cajas reductoras los cuales poseen un arreglo de engranajes patentada por la empresa Harmonic Drive, la particularidad de estas cajas reductoras es que nos permiten alcanzar un torque elevado, gracias a la alta reducción que poseen.



Figura 11. Moto-reductor HFUC-XX-100-2UH.

2.3.4. Tarjeta STM32F103C8T6

El controlador principal del exoesqueleto debe poseer diez pines para enviar y recibir la información del estado de los motores; pines digitales para la conexión de indicadores leds y permitir el uso de interrupciones en sus pines, por ello se seleccionó la tarjeta STM32F103C8T6. Además, esta tarjeta cuenta con una frecuencia de 72MHz y con un procesador Cortex-M3, la cual garantiza una velocidad de procesamiento lo suficientemente rápida para la transferencia y lectura de datos. (Figura 12)



Figura 12. Tarjeta STM32F103C8T6.

2.3.5. Sensores de Presión FSR

Los sensores de fuerza deberán ser ligeros y contar con un tamaño reducido, tal que puedan ser acoplados en cada soporte de la muñeca, siendo seis por cada uno. Con estos requerimientos se seleccionaron los FSR o sensores por resistencia de detección de fuerza. Estos sensores pueden resistir una carga entre 0.1-10kg (Figura 13) los cuales nos permitirán conocer la carga y determinar la compensación que deberá realizar cada actuador.



Figura 13. Sensores de Presión FSR.

2.3.6. Convertidor de Voltaje DC-DC Step-Up

La alimentación del controlador principal debe ser capaz de recibir como entrada un voltaje variable, y contar con una salida continua a 5V. Con esto, el convertidor seleccionado es un DC-DC Step-Up (Figura 14) Este componente permite regular un voltaje de entrada entre 3.5 a 32VDC, y regularlo hasta un valor regulable entre 1.25 a 35VDC, con una salida máxima de 1.5A.



Figura 14. Convertidor de voltaje DC-DC Step-up.

2.4. ESTADO DEL ARTE

En la presente sección, se presentará de manera resumida los exoesqueletos comerciales existentes y los cuales son empleados en distintas áreas. Estos exoesqueletos son de miembros superiores, inferiores o de todo el cuerpo.

2.4.1. Stuttgart Exo-JackeEt

Este exoesqueleto desarrollado para usos industriales, con el fin de reducir cargas en el ensamblaje y tareas de logísticas. Cada brazo posee cuatro grados de libertad (tres en hombro y uno en el codo) siendo tres de ellos actuadores pasivos y el restante pasivo. Los motores utilizados son combinados con cajas reductoras de tipo Harmonic-Drive para así obtener la realimentación para el control. El sistema eléctrico se encuentra distribuido alrededor de zona lumbar, disminuyendo de manera adecuada las cargas. El control consiste en máquinas de estado que reconocen los estados del sistema y permite al controlador elegir el más adecuado.



Figura 15. Articulaciones del Exoesqueleto.

2.4.2. MAX (Modular Agile Exoskeleton)

Este exoesqueleto, está diseñado para funcionar en todo el cuerpo, reduciendo cargas en la espalda y permitiendo que labore adecuadamente en el sector industrial. Está dividido en tres módulos los cuales cubren la espalda, hombros y piernas, los cuales son independientes y sólo en forma continua, si la labor lo requiere. Según estudios de la Universidad de California, estos exoesqueletos pueden reducir hasta en un 60% la fuerza de carga necesaria que emplearían los músculos de una persona.



Figura 16. Articulaciones del Exoesqueleto.

2.4.3. Harmony Exoskeleton

El exoesqueleto Harmony, es uno diseñado para rehabilitación médica en extremidades superiores causados por accidentes de tipo cerebro vascular. El diseño expuesto en este proyecto, plantea un tipo de exoesqueleto capaz de soportar su propio peso y asistir al paciente permitiendo mover su brazo mediante rehabilitación asistida.



Figura 17. Articulaciones del Exoesqueleto.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] Vecino Torres, R., Durán López, L., Domínguez Morales, M. (2022). Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. En M. Domínguez Morales (Ed.), Sinergias en la investigación en STEM (pp. 237-240). Alcoy (Alicante, España): 3ciencias.
- [2] Avila Chauranu, R., Prado Leon, L., & Gonzalez Muñoz, E. Dimesiones Antropometricas, poblacion Latinoamericana, Mexico-Cuba-Colombia-Chile-Venezuela. Guadalajara; Centro de Investigacion en Ergonomia (1999).
- [3] Lugo Villeda, M. (2007). Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clinicos y antropomorficos para analisis de movimiento y rehabilitacion. XV COMROB 2013, FACULTAD DE ELECTROMECHANICA.
- [4] Montenegro-Meza, M., Lugo Villeda, M., Nuñez Nalda, J., Gonzalez Trigueros, R., & Zaldivar Colado, U. (2013). Análisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo. XV COMROB 2013, FACULTAD DE ELECTRÓNICA.
- [5] Castel, E., & Benazet, J. (2002). Fracturas y Traumatismos del Hombro. EMC - Tratado de Medicina Volume 6, 7.
- [6] Sosa-Méndez, D., Arias-Montiel, M. Y., & Lugo-González, E. (2017). Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro. Revista mexicana de ingeniería biomédica, 38(1), 330-342.
- [7] Ciaffaroni Castro, D., Cucco, A., Dellatorre, L., Mazzone, J., & Bazán, N. (2011). Estimacion del peso total en personas amputadas en miembros inferiores. ReCAD – Revista electrónica de Ciencias Aplicadas al Deporte, Vol. 4, N°13, 7.
- [8] Ávila Chaurand, R., Prado León, L. R. y González Muñoz, E. L. (2007). Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana. Guadalajara, Jal: Universidad de Guadalajara, Centro de Arte, Arquitectura y Diseño.
- [9] Chunga, Norma (2013). Efectos de hemiplejía post accidente cerebro vascular en el Hospital Nacional Dos de Mayo Lima, enero-marzo 2013. Lima - Perú.
- [10] Ruiz, Andrés (2008). Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor. Madrid - España.
- [11] Galán, Frank (2017). Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitacion de extremidades superiores. Lima - Perú.

ANEXOS

Link de la exposición: <https://youtu.be/gV12rMydN0g>